



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109044299 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201811120056.5

(22)申请日 2018.09.25

(71)申请人 北方民族大学

地址 750021 宁夏回族自治区银川市西夏区文昌北路204号

(72)发明人 韦海成 吴官胜 李云琴 肖明霞 许亚杰 潘俊涛

(74)专利代理机构 北京市领专知识产权代理有限公司 11590

代理人 林辉轮 张玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

一种心血管健康检测的生理信号采集设备及方法

(57)摘要

本发明涉及一种心血管健康检测的生理信号采集设备及方法,该设备包括:传感器,用于以皮肤接触方式采集生理信号,所述生理信号包括脉搏信号和心电信号;采集卡,用于将生理信号由模拟信号转换为数字信号;信号处理存储单元,用于存储采集到的脉搏信号和心电信号,及分别提取脉搏信号的幅值序列和心电信号的峰峰值序列,所述幅值序列和峰峰值序列被用于计算撞击熵,作为心血管健康检测的评价指标。本发明心血管健康检测的生理信号采集设备,采用无创方式对生理参数进行检测,既而可以对中老年心血管健康状况进行评估,不会对人体造成伤害,且成本低廉。



1. 一种心血管健康检测的生理信号采集设备,其特征在于,包括:
传感器,用于以皮肤接触方式同步采集脉搏信号和心电信号;
采集卡,用于将生理信号由模拟信号转换为数字信号,输出给信号处理存储单元;
信号处理存储单元,用于存储采集到的脉搏信号和心电信号,及分别提取脉搏信号的幅值序列和心电信号的峰峰值序列,所述幅值序列和峰峰值序列被用于计算撞击率,作为心血管健康检测的评价指标。

2. 根据权利要求1所述的心血管健康检测的生理信号采集设备,其特征在于,所述传感器包括红外传感器和压电式传感器,红外传感器用于采集脉搏信号,压电式传感器用于采集心电信号。

3. 根据权利要求1所述的心血管健康检测的生理信号采集设备,其特征在于,还包括放大电路,所述放大电路包括第一放大电路和第二放大电路,分别用于对脉搏信号和心电信号进行放大处理。

4. 根据权利要求3所述的心血管健康检测的生理信号采集设备,其特征在于,还包括滤波电路,所述滤波电路包括第一滤波电路和第二滤波电路,分别用于对经过放大后的脉搏信号和心电信号进行滤波处理。

5. 根据权利要求4所述的心血管健康检测的生理信号采集设备,其特征在于,所述第一放大电路和第二放大电路的结构相同,均包括仪表放大电路和单位放大调整电路,所述仪表放大电路对传感器采集到的信号进行放大并输出给所述滤波电路,所述单位放大调整电路对滤波电路的输出信号进行放大,并输出给所述采集卡。

6. 根据权利要求5所述的心血管健康检测的生理信号采集设备,其特征在于,所述第一滤波电路和第二滤波电路的结构相同,均包括高通滤波电路和低通滤波电路;心电信号经仪表放大电路放大后输出给高通滤波电路,经高通滤波电路滤波后输出给低通滤波电路,经低通滤波电路滤波后输出给单位放大调整电路,经单位放大调整电路放大后输出给所述采集卡;脉搏信号经高通滤波电路滤波后输出给仪表放大电路,经仪表放大电路放大后输出给低通滤波电路,经低通滤波电路放大后输出给单位放大调整电路,经单位放大调整电路放大后输出给所述采集卡。

7. 根据权利要求4-6任一所述的心血管健康检测的生理信号采集设备,其特征在于,所述滤波电路为二阶滤波电路。

8. 一种心血管健康检测的生理信号采集方法,其特征在于,包括以下步骤:
传感器通过皮肤接触的方式同步采集脉搏信号和心电信号;
采集卡分别将脉搏信号和心电信号由模拟信号转换为数字信号,然后输出给信号处理存储单元;

信号处理存储单元对接收到的脉搏信号和心电信号进行存储,及分别提取脉搏信号的幅值序列和心电信号的峰峰值序列,所述幅值序列和峰峰值序列被用于计算撞击率,作为心血管健康检测的评价指标。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,在采集卡进行信号转换之前,还包括以下步骤:

仪表放大器对心电信号放大后输出给高通滤波器,高通滤波器滤波后输出给低通滤波器,低通滤波器滤波后输出给直流单位放大器,直流单位放大器放大后输出给采集卡;

高通滤波器对脉搏信号滤波后输出给仪表放大器,仪表放大器对脉搏信号放大后输出给低通滤波器,低通滤波器滤波后输出给直流单位放大器,直流单位放大器放大后输出给采集卡。

一种心血管健康检测的生理信号采集设备及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及信号采集技术领域,特别涉及一种心血管健康检测的生理信号采集设备及方法。

背景技术

[0002] 心血管疾病是造成人类死亡的三大主要疾病之一,严重影响着人类的身体健康。目前对心血管疾病的检测方法有很多,但几乎都是侵入性方法。例如选择性冠状动脉造影,就是利用血管造影机,通过特制定型的心导管经皮穿刺入下肢股动脉,沿降主动脉逆行至升主动脉根部,然后探寻左或右冠状动脉口插入,注入造影剂,使冠状动脉显影,这样就可以清楚地将整个左或右冠状动脉的主干及其分支的血管腔显示出来,可以了解血管有无狭窄病灶存在,对病变部位、范围、严重程度、血管壁的情况等作出明确诊断。这是一种较为安全可靠的有创诊断技术,现已广泛应用于临床,但是因为是侵入式,所以会对人体造成一定伤害。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供一种心血管健康检测的生理信号采集设备及方法,属于非侵入式检测方法,不会对人体造成伤害。

[0004] 为了实现上述发明目的,本发明实施例提供了以下技术方案:

[0005] 一种心血管健康检测的生理信号采集设备,包括:

[0006] 传感器,用于以皮肤接触方式采集生理信号,所述生理信号包括脉搏信号和心电信号;

[0007] 采集卡,用于将生理信号由模拟信号转换为数字信号,输出给信号处理存储单元;

[0008] 信号处理存储单元,用于存储采集到的脉搏信号和心电信号,及分别提取脉搏信号的幅值序列和心电信号的峰峰值序列,所述幅值序列和峰峰值序列被用于计算撞击率,作为心血管健康检测的评价指标。

[0009] 上述设备中,传感器是以皮肤接触的方式进行生理信号采集,相比于侵入式方式检测,不会对人体造成伤害,且操作简单,无需专业医护人员执行。

[0010] 作为一种实施方,上述设备中,所述传感器包括红外传感器和压电式传感器,红外传感器用于采集脉搏信号,压电式传感器用于采集心电信号。通过同步采集脉搏信号和心电信号,可以对心血管健康状态进行评估,改变传统心血管健康评估方法。

[0011] 在进一步优化的方案中,上述设备还包括放大电路,所述放大电路包括第一放大电路和第二放大电路,分别用于对脉搏信号和心电信号进行放大处理。

[0012] 在更优化的方案中,上述设备还包括滤波电路,所述滤波电路包括第一滤波电路和第二滤波电路,分别用于对经过放大后的脉搏信号和心电信号进行滤波处理。

[0013] 通过放大电路进行信号放大,及滤波电路进行滤波处理,进一步提高生理信号采集的准确性及可靠性。

[0014] 另一方面,本发明发明实施例中还提供了一种心血管健康检测的生理信号采集方法,包括以下步骤:

[0015] 传感器通过皮肤接触的方式同步采集脉搏信号和心电信号;

[0016] 采集卡分别将脉搏信号和心电信号由模拟信号转换为数字信号,然后输出给信号处理存储单元;

[0017] 信号处理存储单元对接收到的脉搏信号和心电信号进行存储,及分别提取脉搏信号的幅值序列和心电信号的峰峰值序列,所述幅值序列和峰峰值序列被用于计算撞击率,作为心血管健康检测的评价指标。

[0018] 与现有技术相比,采用本发明提供的心血管健康检测的生理信号采集设备或方法,具有以下有益效果:

[0019] 1) 与现在测量方法相比,本设备采用的是无创方式对生理信号进行采集,不会对人体造成伤害,且测量时间短,通过对采集到的生理信号进行分析从而可以实现对中老年心血管健康状况进行评估。

[0020] 2) 与现在设备成本相比,本设备的成本低廉,大概是现在设备的几十分之一。

[0021]

[0022] 3) 本设备的体积较小,可以方便家庭和社区使用。

[0023] 4) 本设备操作简单,不需要高难度的医学知识,适合大众人群使用。

附图说明

[0024] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0025] 图1为本发明实施例提供的心血管健康检测的生理信号采集设备的组成示意图。

[0026] 图2所示为单位放大调整电路图。

[0027] 图3为高通滤波电路图。

[0028] 图4为低通滤波电路图。

[0029] 图5为采集的脉搏信号与心电信号图。

[0030] 图6为RRI序列和Amp序列图。

[0031] 图7为试验过程得到的撞击熵示意图。

[0032] 图8为心血管健康检测的生理信号采集流程图。

[0033] 图9为RRI序列和Amp序列处理为撞击率的流程图。

具体实施方式

[0034] 下面将结合本发明实施例中附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做

出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0035] 请参阅图1,示意性地展示了本实施例中提供的一种心血管健康检测的生理信号采集设备的组成结构,包括传感器、放大单路、滤波电路、采集卡、信号处理存储单元和显示器。

[0036] 其中,传感器包括红外传感器和压电式传感器,对人体生理信号进行采集。红外传感器对脉搏信号进行采集,红外传感器可以采用型号为LTR-309接收器、LTE-302发射器。发射器会发射出红外光,通过受测部位的血液后会有衰减,再利用PPG的红外线接收器接收剩余的红外光,转成电信号。将红外传感器夹到人体的手指即可实现脉搏信号采集。

[0037] 原理说明,PPG技术,又名光容积脉搏波描记技术,是利用光电技术对人体各部分血液容积改变量进行测量的一种无创技术。当某种波长的光(例如红外光)照射至人体手指末端表皮的时候,该光线将会以透射或反射的形式传递至光电接收器。在这一操作进行的过程中,由于光束照射到人体手指末端时,会被表面皮肤吸收掉一部分,这就导致机器测量到的光的强度会减弱。皮肤、肌肉、组织等对光的吸收在整个血液循环之中是不变的,且皮肤的血液容积在心脏活动的影响下会产生搏动的性变化。在心脏跳动过程中,当其发生周期性收缩时,由于其外部的血容量在这个时候是最多的,因而对光的衰减作用也是最明显的。在心脏跳动过程中,当其发生周期性舒张时,情况与前者恰好相反,此时对光的衰减作用最不明显,这样就导致了机器接收的光的强度具有与脉搏跳动情况相似的规律,因此可以通过红外传感器采集PPG信号实现脉搏信号的采集。

[0038] 压电传感器是基于压电效应的自发电式和机电转换式传感器,敏感元件由压电材料制成,压电材料受力后表面产生电荷,此电荷经电荷放大器和测量电路放大和变换阻抗后成为正比于所受外力的电量输出。压电传感器采用电极夹,测量时将电极夹分别夹到人体的左手、右手、右脚即可实现心电信号采集。

[0039] 脉搏信号和心电信号同时采集。测量时先把传感器在手和脚上夹好,红外传感器和压电传感器采用一个电源供电,接通电源时,即可以在显示器上测量得到两个波形,即脉搏信号波形和心电信号波形。

[0040] 放大电路对采集到的电信号进行放大处理,从而方便测量。放大电路包括仪表放大电路(一级放大)和单位放大调整电路(二级放大),如图2所示,ECG信号的采集与PPG信号的采集放大都使用仪表放大电路(器),仪表放大器采用INA128,利用INA128的差动输入进行一级放大,可将外在环境的杂波信号进行小部分的滤除。由于放大倍数太大,会将噪声同时放大,因此为了避免将不必要的杂波信号放大,经一级放大后的电信号输入至滤波电路,待后端滤波电路将杂波信号滤除后再通过单位放大调整电路将生理信号放大,既方便于后续信号的分析处理,又可以避免将杂波放大后造成杂波干扰。当然地,脉搏信号和心电信号分别通过一个放大电路进行放大。

[0041] 如图3-4所示,滤波电路可以采用TL074对仪表放大电路输出的信号进行滤波。由于人体的心电信号的大体信号在0.05Hz到40Hz,人体脉搏信号大致在0.48Hz到10Hz,因此设计滤波电路时,可以将大于40Hz的信号和小于0.05Hz信号滤掉,以及将大于10Hz的信号和小于0.48Hz信号滤掉。当然地,脉搏信号和心电信号分别采用一个由低通滤波和一个高通滤波组成带通滤波器进行滤波,如图3-4所示,分别用于脉搏信号和心电信号滤波的滤波器结构可以相同,只需要改变滤波电路中的电阻和电容的值即可实现不同频率波的滤除。

由于心电信号相对于脉搏信号更加微弱,因此可以先采用仪表放大电路进行适当放大,再进行滤波,如图8所示。

[0042] 具体的,放大电路包括第一放大电路和第二放大电路,分别用于对脉搏信号和心电信号进行放大处理。第一放大电路和第二放大电路的结构相同,均包括仪表放大电路和单位放大调整电路。滤波电路包括第一滤波电路和第二滤波电路,分别用于对经过放大后的脉搏信号和心电信号进行滤波处理。第一滤波电路和第二滤波电路的结构相同,均包括高通滤波电路和低通滤波电路。

[0043] 心电信号经仪表放大电路放大后输出给高通滤波电路,经高通滤波电路滤波后输出给低通滤波电路,经低通滤波电路滤波后输出给单位放大调整电路,经单位放大调整电路放大后输出给所述采集卡;脉搏信号经高通滤波电路滤波后输出给仪表放大电路,经仪表放大电路放大后输出给低通滤波电路,经低通滤波电路放大后输出给单位放大调整电路,经单位放大调整电路放大后输出给所述采集卡。

[0044] 本实施例中,优选采用二阶滤波器,因为一阶滤波器效果不太好,四阶滤波器的效果好,但是成本太高,选用二阶滤波器对非采集信号进行滤除,不仅可以保障滤波效果,还可以兼顾成本。

[0045] 采集卡应用于硬件电路(放大电路与滤波电路)与信号处理存储单元的连接。脉搏信号和心电信号经由模拟电路滤波与放大处理后仍为模拟信号,若要将模拟信号传送到信号处理存储单元接收以及存储,必须将模拟信号转换成数字信号,因此可以使用NI USB-6009DAQ数据采集卡,分别将脉搏信号和心电信号由模拟信号转换成数字信号传输至信号处理存储单元,并通过显示器进行显示,处理前或处理后的脉搏信号和心电信号都可以通过显示器进行显示。

[0046] 信号处理存储单元可以包括带操作系统的CPU及存储器,可以装载LabVIEW软件,利用其图形化的界面直观地显示测量到的结果,实时展示出波形信号,如图5所示,上方为PPG信号(脉搏信号)的波形图,下方为心电信号的波形图。信号处理存储单元与显示器也可以直接采用上位机代替实现。

[0047] 作为更优化的实施方式,上述设备中还可以包括语音播报模块,用于对操作步骤进行语音播报,使得操作更简单。

[0048] 同步采集PPG信号和ECG信号,在每个ECG信号的R-R间隔都对应于一个PPG信号的Amp的值。从医学的角度解释为在每一个心电周期,由于心脏的周期性收缩与舒张导致主动脉内血液变化,变化的血液容积对血管壁产生的压力时高时低,动脉管壁扩张程度也随之产生变化,并且两信号是同步提取,所以在每一个心电周期血液压力也会产生一个周期。从PPG信号中将对应的ECG信号时间间隔作为索引取出同步信号的Amp的值(标识波形高低变化),从ECG信号中取出每一个时间间隔的RRI值(标识时间间隔关系)。由图5可以看出,每一个RRI的值对应一个Amp的值,将所有的值提取出来组成RRI序列和Amp序列,完成了同步信号的提取,如图6所示。

[0049] 理论上,正常血管能够将心脏跳动的变化趋势更多的传导到脉搏上,因此撞击率比较高,当血管出现问题后就会出现两个信号序列的差异导致撞击率降低,因此通过撞击率可反映心脏的健康状况。所述的撞击率是指波形变化的趋势一致的百分比,即是说,通过提取出来组成RRI序列和Amp序列,分析两者之间的变化趋势一致性的情况,即可以用于评

估心血管健康状态。

[0050] 通过对41名健康者,36名血糖控制好和31名血糖控制不好的三族群的采集的心电信号与脉搏信号使用Percussion Entropy (撞击熵)算法的统计分析,得到的Percussion Entropy值越大,人体的压感反射敏感性越好,其自主神经调控能力越好;反之则较差,如图7所示。本研究结果表明,可以用人体的压感反射敏感性的好坏来评估其自主神经调控功能的强弱,进而评估人体心血管的健康程度,对中老年心血管病进行预测。即是说,验证了上述理论,通过本实施例中所述设备采集脉搏波和心电信号,分别提取脉搏信号的幅值(Amp)序列和心电信号的峰峰值(RRI)序列,并根据所述幅值序列和峰峰值序列可以计算撞击率,该撞击率可以作为心血管健康检测的评价指标,进行心血管健康评估。

[0051] 仅作为一种举例说明,对提取出的RRI序列和Amp序列进行撞击率计算时,如图9所示,可以采用如下方式:

[0052] 先对RRI序列和Amp序列分别进行信号二值化的处理,经过二值化处理后的序列均由0、1组成,二值化后的RRI序列和Amp序列分别用 a_n 和 r_n 表示, n 为序列中点数(0或1)的个数。

[0053] 由于人体的心率对血压的调节需要时间,所以此处需对RRI序列做时间单位上的延迟,以提高分析的准确性。此处定义延迟的时间单位用shift表示,例如从shift=1到shift=5的延迟。RRI二值化后序列延迟点数为shift(这里的shift是延时时间单位的点数,也就是变化趋势在几个时间单位后变得一致,对于离散的序列延时一个时间单位可以表述成延时一个点数)。对二值化后的RRI序列做不同时间单位的延迟,简记为 s 。

[0054] 所谓撞击是指两个序列中的数据变化趋势一致,对于同样的RRI序列和Amp序列,选择的延迟时间单位个数不同,得到的结果可能也不一样。例如Amp序列为1101,RRI序列为0101,若将RRI序列延时一个点数,则RRI序列变为101,即是将1101与101比较,发现有连续3个点(101)相同,即波形变化一致,则称为3点撞击;若将RRI序列延时两个点数,则RRI序列变为01,即是将1101与01比较,有连续2个点(01)相同,即波形变化一致,则称为2点撞击。几点撞击是指两个序列(RRI序列和Amp序列)中有多少点变换趋势是一致的。定义不同撞击点数为 m ,即两点撞击时 $m=2$,3点撞击时 $m=3$ 。

[0055] 对RRI序列做不同时间单位延迟后,分别计算不同延迟及不同撞击点数下的撞击率。

[0056] 作为举例,当 $m=2$, $shift=1$ 时,有两个序列 $\sum_{i=1}^{n-1} a_i$ (1), $\sum_{i=2}^n r_i$ (2),其中 a 是Amp序列, r 是RRI序列。令 $count=0$, a_i 到 a_{i+1} 的距离等于 r_{i+1} 到 r_{i+2} 的距离时 $count=count+1$, a_i 到 a_{i+1} 的距离不等于 r_{i+1} 到 r_{i+2} 的距离时 $count=count+0$,根据 $count$ 得到碰撞的数量即可计算得到撞击率 P ,

$P_{s=1}^{m=2} = \frac{1}{n-2} \sum_{i=1}^{n-2} count(i)$, i 表示序列中第 i 个点数,表示序列中第一个点开始的撞击率,此刻撞击率的计算是序列中每个点到序列末尾都要算一次。 S 可以任意取值,例如取1-5,不影响撞击率的计算结果,只影响取点计算时两个波形的对应位置,但 m 的取值影响 i 结束点, $m=x$ 时, i 的取值为1到 $n-x$,则撞击率计算公式则为

$P_{s=1}^{m=x} = \frac{1}{n-x} \sum_{i=1}^{n-x} count(i)$,一般 m 取2或3做碰撞,太多了计算量太大,也没有必要。同理可分

别得到不同延迟点数(例如 $s=2$ 至 $s=5$)的撞击率。需要说明的是,此处的距离不是真正的距离,因为Amp序列是幅值,而RRI序列是时间,此处的距离可以理解成按比例递增的趋势,距离相等即是指按比例递增的趋势一致,即变化率相同。

[0057] 撞击率体现了两个信号(Amp序列和RRI序列)的变化趋势一致性,也可以说是变化一致性的百分比,因此可以计算出脉搏和心电信号 $m=2$ 或 3 ,在 $1-4$ 个时间单位偏移量(shift)撞击率,将此作为衡量心血管健康的一个指标。

[0058] 此外,本实施例中同时提供了一种心血管健康检测的生理信号采集方法。如图8所示,该方法包括如下步骤:

[0059] 传感器通过皮肤接触的方式同步采集脉搏信号和心电信号;

[0060] 仪表放大器对心电信号放大后输出给高通滤波器,高通滤波器滤波后输出给低通滤波器,低通滤波器滤波后输出给直流单位放大器,直流单位放大器放大后输出给采集卡;高通滤波器对脉搏信号滤波后输出给仪表放大器,仪表放大器对脉搏信号放大后输出给低通滤波器,低通滤波器滤波后输出给直流单位放大器,直流单位放大器放大后输出给采集卡;

[0061] 采集卡分别将脉搏信号和心电信号由模拟信号转换为数字信号后输出给信号处理存储单元;

[0062] 信号处理存储单元对接收到的脉搏信号和心电信号进行存储,及分别提取脉搏信号的幅值序列和心电信号的峰峰值序列,并根据所述幅值序列和峰峰值序列计算撞击率,作为心血管健康检测的评价指标。

[0063] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

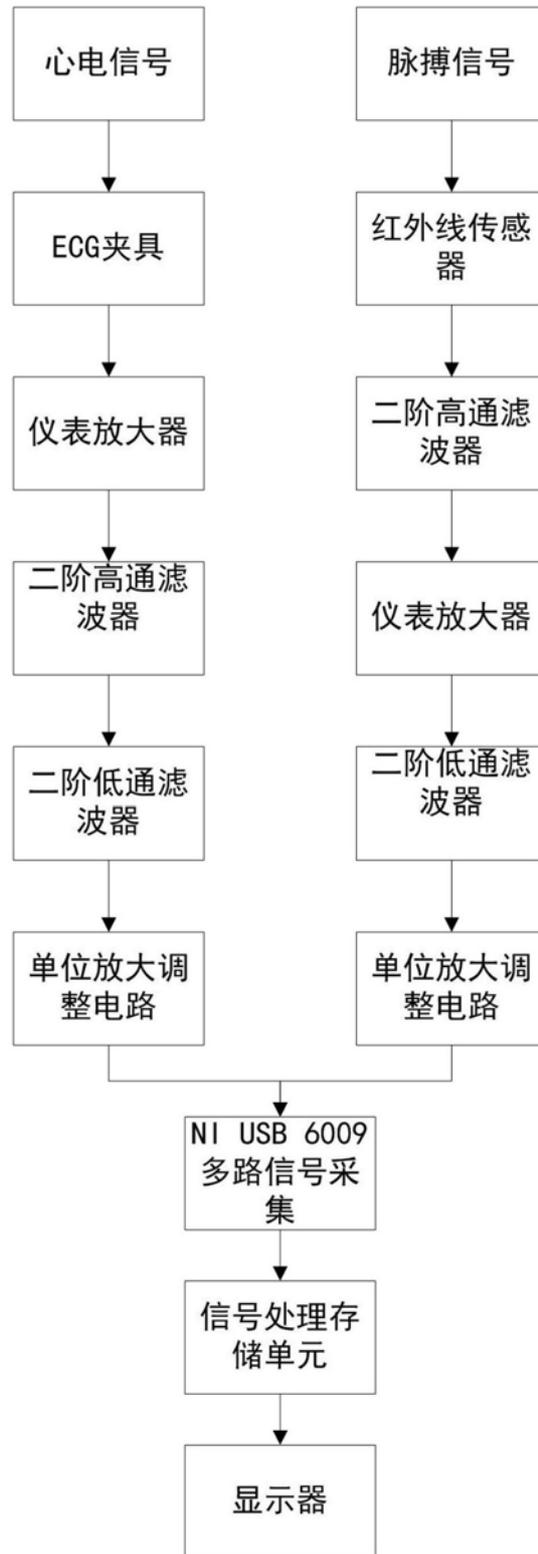


图1

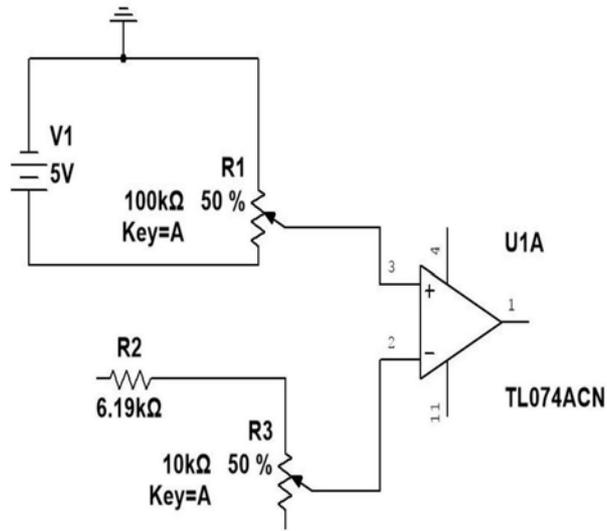


图2

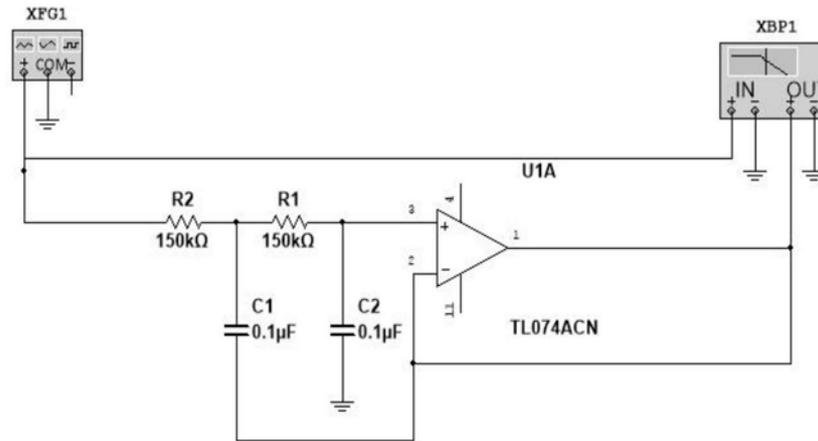


图3

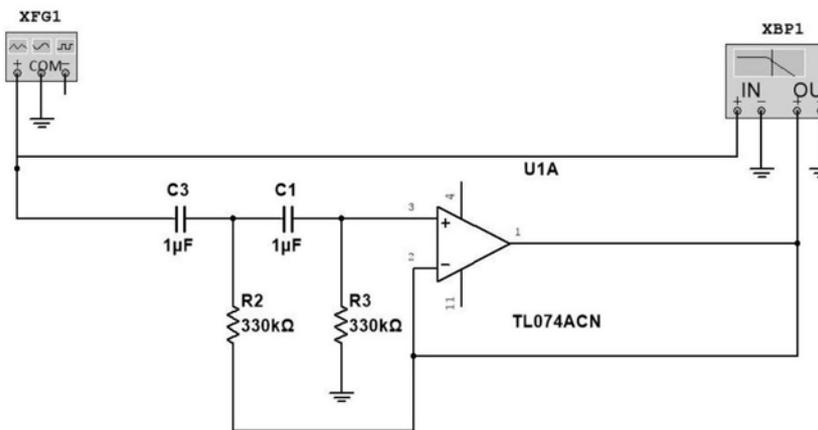


图4

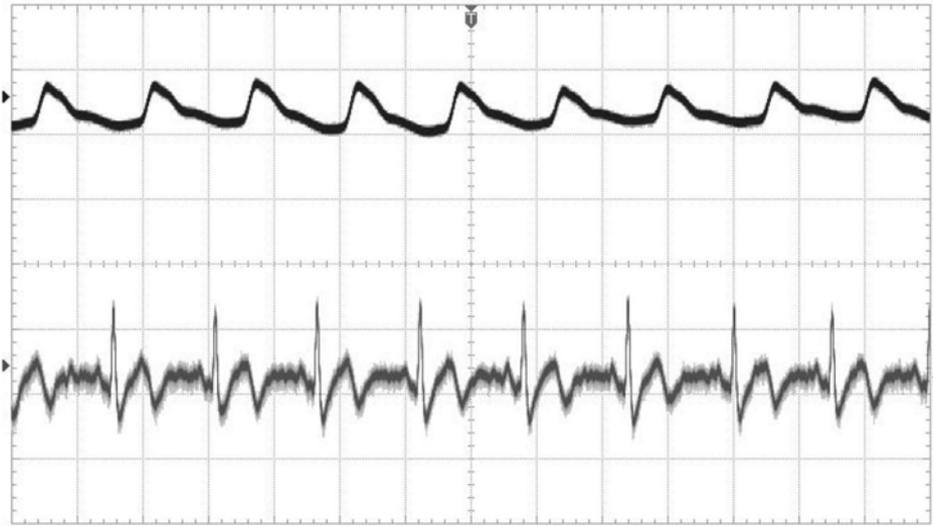


图5

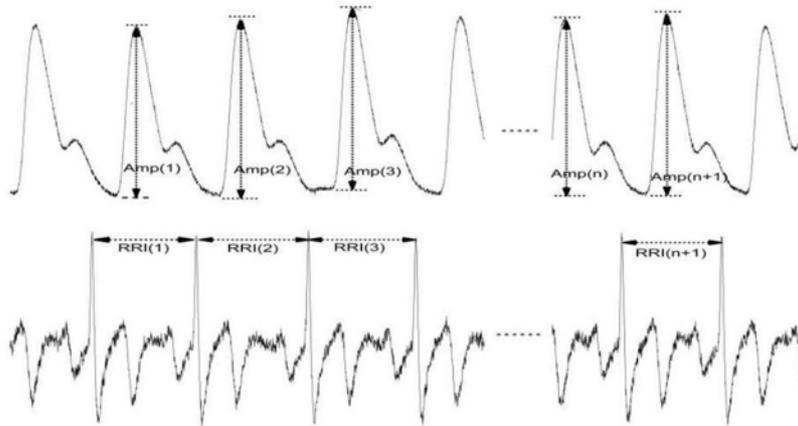


图6

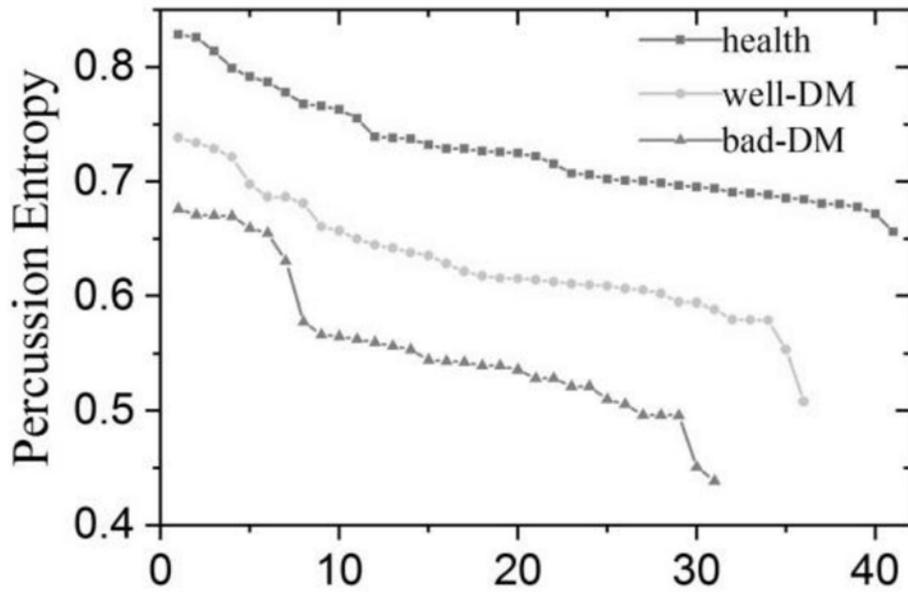


图7

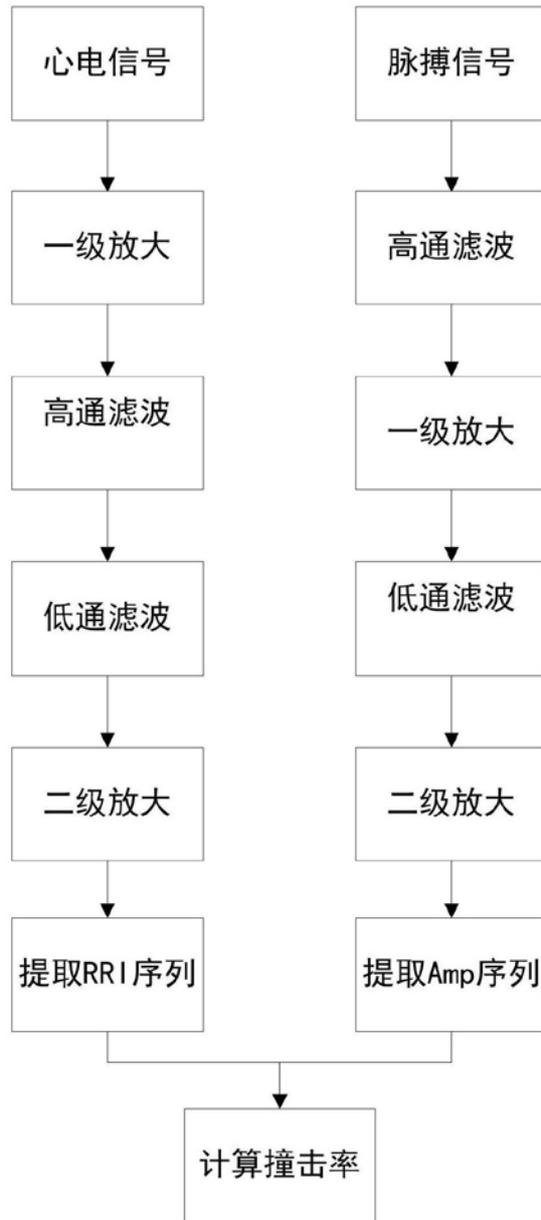


图8

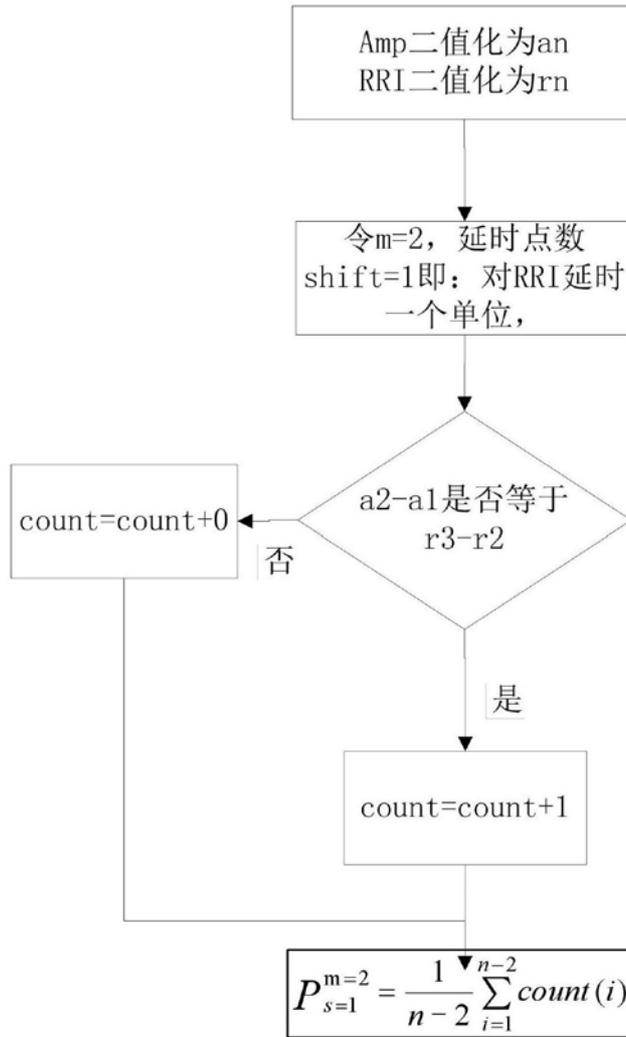


图9

专利名称(译)	一种心血管健康检测的生理信号采集设备及方法		
公开(公告)号	CN109044299A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201811120056.5	申请日	2018-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	北方民族大学		
申请(专利权)人(译)	北方民族大学		
当前申请(专利权)人(译)	北方民族大学		
[标]发明人	韦海成 吴官胜 李云琴 肖明霞 许亚杰 潘俊涛		
发明人	韦海成 吴官胜 李云琴 肖明霞 许亚杰 潘俊涛		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	张玲		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种心血管健康检测的生理信号采集设备及方法，该设备包括：传感器，用于以皮肤接触方式采集生理信号，所述生理信号包括脉搏信号和心电信号；采集卡，用于将生理信号由模拟信号转换为数字信号；信号处理存储单元，用于存储采集到的脉搏信号和心电信号，及分别提取脉搏信号的幅值序列和心电信号的峰峰值序列，所述幅值序列和峰峰值序列被用于计算撞击熵，作为心血管健康检测的评价指标。本发明心血管健康检测的生理信号采集设备，采用无创方式对生理参数进行检测，既而可以对中老年心血管健康状况进行评估，不会对人体造成伤害，且成本低廉。

